

## DYNAMIC RANGE COMPRESSION PROCESSING UNIT FOR RADIATION PICTURE

Publication number: JP6292008

Publication date: 1994-10-18

Inventor: NAKAZAWA MASAYUKI

Applicant: KONISHIROKU PHOTO IND

Classification:

- International: **H04N1/407; H04N1/40; H04N1/407; H04N1/40; (IPC1-7): H04N1/40**

- European:

Application number: JP19930075901 19930401

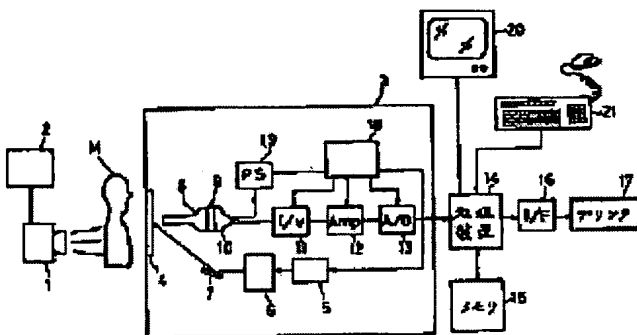
Priority number(s): JP19930075901 19930401

Report a data error here

### Abstract of JP6292008

**PURPOSE:** To confirm and correct a compression processing parameter not dealt with by automatic compression processing by indicating a set compression processing area or a compression degree or various intermediate data when the compression processing parameter is set.

**CONSTITUTION:** A digital radiation picture signal from a recording reader 3 is processed by a picture processing unit 14 and displayed on a CRT 20. The processing unit 14 has a function as a compression processing parameter setting means and is configured to receive data to correct the characteristic of generating processing via a man-machine interface 21. When the result of automatic dynamic range compression is desired to be corrected and correction data for area designation are entered via the interface 21, the correction area of the CRT 20 is displayed. When data to correct the correction value indicating a compression rate as to the designated area are entered, the correction value with respect to each picture element and various intermediate data are displayed on the CRT 20. Thus, the setting is easily confirmed.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-292008

(43)公開日 平成 6 年(1994)10月18日

(51)Int.Cl.<sup>5</sup>

H 0 4 N 1/40

識別記号

1 0 1 E 9068-5C

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 10 頁)

(21)出願番号 特願平5-75901

(22)出願日 平成 5 年(1993) 4 月 1 日

(71)出願人 000001270

コニカ株式会社

東京都新宿区西新宿 1 丁目 26 番 2 号

(72)発明者 中沢 正行

東京都日野市さくら町 1 番地 コニカ株式  
会社内

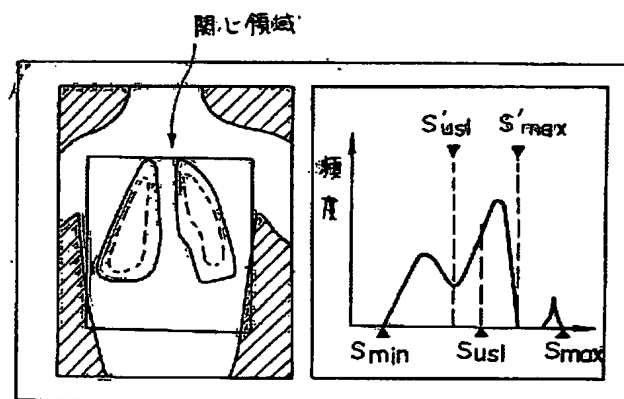
(74)代理人 弁理士 笹島 富二雄

(54)【発明の名称】 放射線画像のダイナミックレンジ圧縮処理装置

(57)【要約】

【目的】放射線画像のダイナミックレンジ圧縮処理において、自動設定された処理領域や補正データの適正を判断し、必要に応じて修正する。

【構成】オリジナル画像から関心領域を識別し、該関心領域内の信号のヒストグラム解析に基づいて関心領域内における最大信号値  $S_{max}$  及び最小信号値  $S_{min}$  を求める。そして、前記最大信号値  $S_{max}$  及び最小信号値  $S_{min}$  によって、補正領域を決定する非鮮鋭マスク信号  $S_{us}$  の基準値  $S_{us1}$  を決定し、非鮮鋭マスク信号  $S_{us}$  の関数である補正值  $f_1(S_{us})$  を決定する。ここで、前記関心領域の識別及びヒストグラム解析の結果を表示させ、前記基準値  $S_{us1}$ 、最大信号値  $S_{max}$ 、最小信号値  $S_{min}$  及び関心領域の識別結果に誤りがある場合には、キーボード等の操作によってこれらのデータを修正する。



(2)

1

## 【特許請求の範囲】

【請求項1】被写体を透過した放射線画像情報に基づくオリジナル画像を表すオリジナル画像信号を処理して前記オリジナル画像よりもダイナミックレンジの狭い画像を担持する処理済み画像信号を得る放射線画像のダイナミックレンジ圧縮処理装置であって、

画像内で圧縮処理を施す領域と圧縮処理のための補正データとの少なくとも一方を設定する圧縮処理パラメータ設定手段と、

画像内で圧縮処理を施す領域と圧縮処理の度合いと前記補正データを算出するための中間データと前記圧縮処理を施す領域を設定するための中間データとのうちの少なくとも1つを表示する表示手段と、  
を含んで構成されたことを特徴とする放射線画像のダイナミックレンジ圧縮処理装置。

【請求項2】画像内で圧縮処理を施す領域と圧縮処理の度合いと前記補正データを算出するための中間データと前記圧縮処理を施す領域を設定するための中間データとのうちの少なくとも1つを修正するための修正データを入力する修正データ入力手段を設けたことを特徴とする請求項1記載の放射線画像のダイナミックレンジ圧縮処理装置。

【請求項3】前記表示手段が、圧縮処理を施す領域と圧縮処理の度合いと前記補正データを算出するための中間データと前記圧縮処理を施す領域を設定するための中間データとのうちの少なくとも1つと共に、処理済み画像を表示することを特徴とする請求項1又は2のいずれかに記載の放射線画像のダイナミックレンジ圧縮処理装置。

【請求項4】被写体を透過した放射線画像情報に基づくオリジナル画像を表すオリジナル画像信号を処理して前記オリジナル画像よりもダイナミックレンジの狭い画像を担持する処理済み画像信号を得る放射線画像のダイナミックレンジ圧縮処理装置であって、

前記オリジナル画像と前記処理済み画像とを並べて表示する2枚表示と、前記処理済み画像のみを表示する1枚表示とのいずれか一方を選択する表示形態選択手段と、該表示形態選択手段に従って画像を表示する表示手段と、

前記表示形態選択手段による表示形態の選択に応じてダイナミックレンジの圧縮度合いを変更する圧縮度合い変更手段と、

を含んで構成されたことを特徴とする放射線画像のダイナミックレンジ圧縮処理装置。

【請求項5】前記圧縮度合い変更手段が、1枚表示のときに比べ2枚表示における圧縮度合いを大きくすることを特徴とする請求項4記載の放射線画像のダイナミックレンジ圧縮処理装置。

## 【発明の詳細な説明】

【0001】

2

【産業上の利用分野】本発明は放射線画像のダイナミックレンジ圧縮処理装置に関し、詳しくは、ダイナミックレンジ圧縮処理を所期通りに行わせ、また、処理済み画像をより適正に表示させ得る技術に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、放射線画像において、領域内の微細構造の観察適正を確保しつつ、濃度域を圧縮する方法として、特開平3-222577号公報に開示されるようなものがある。前記特開平3-222577号公報に開示される圧縮方法は、各画素点に対応して該各画素点を含む所定マスク領域内のオリジナル画像信号  $S_{org}$  を平均化することで非鮮鋭マスク信号（ボケマスク信号） $S_{us}$  を求め、この非鮮鋭マスク信号が増大するにつれて単調減少する関数を  $f(S_{us})$  としたときに、処理済み画像信号  $S_{proc}$  を、

$$S_{proc} = S_{org} + f(S_{us})$$

として得るものである。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】ところで、画像内で極端に信号値が異なる場合、ダイナミックレンジの圧縮を行わずに、前記信号値の違いをそのまま保持させたい場合がある。しかしながら、従来のダイナミックレンジ圧縮方法によると、非鮮鋭マスク信号が小さいときほど大きな増大補正を施し、また、非鮮鋭マスク信号が大きいときほど大きな減少補正を施す構成であったから、例えば高濃度領域の圧縮を行う場合、信号値を補正したくない素抜け部分の信号値を必要以上に下げてしまったり、低濃度領域の圧縮においては、照射野絞りを行って極端に信号値が低い部分を、無用に上げてしまうという問題があった。

【0004】更に、圧縮を行いたくない領域内に例えば極端に信号値が異なる部分があると、その部分に圧縮処理を行ってしまうという問題がある。例えば、胸部正面画像で低濃度部を圧縮する場合に、肺野部（高濃度部）にペースメーカなどの金属があると、このペースメーカが存在する部分は信号値が小さくなるため、補正值を信号値の関数で設定すると望まない圧縮が行われ、ペースメーカの信号レベルを肺野の信号レベルに近づけてしまい、信号値の違いを保持できないという問題が生じる。

【0005】上記のような問題は、補正值  $f(S_{us})$  の関数形の工夫や、画像領域の識別に基づく補正特性の自動変更等によってある程度防げるものと予測されるが、種々の被写体を撮影する医療用の放射線撮影では、上記の問題を自動補正によって安定的に防止するには限界がある。また、ダイナミックレンジの圧縮処理を施していない放射線画像を見慣れている者に、ダイナミックレンジの圧縮処理を施した画像を提供すると、かえって読影性を低下させてしまうことがあった。

【0006】本発明は上記問題点を鑑みなされたものであり、ダイナミックレンジ圧縮の自動処理によって対応

50

(3)

3

し切れない圧縮処理パラメータの確認・修正を行えるようにすると共に、ダイナミックレンジ圧縮処理が施された画像を見慣れない場合であっても、読影性を悪化させることのない表示を行えるダイナミックレンジ圧縮処理装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】そのため本発明にかかる放射線画像のダイナミックレンジ圧縮処理装置は、被写体を透過した放射線画像情報に基づくオリジナル画像を表すオリジナル画像信号を処理して前記オリジナル画像よりもダイナミックレンジの狭い画像を担持する処理済み画像信号を得る放射線画像のダイナミックレンジ圧縮処理装置であって、画像内で圧縮処理を施す領域と圧縮処理のための補正データとの少なくとも一方を設定する圧縮処理パラメータ設定手段と、画像内で圧縮処理を施す領域と圧縮処理の度合いと前記補正データを算出するための中間データと前記圧縮処理を施す領域を設定するための中間データとのうちの少なくとも1つを表示する表示手段と、を含んで構成されるようにした。

【0008】ここで、上記構成に加え、画像内で圧縮処理を施す領域と圧縮処理の度合いと前記補正データを算出するための中間データと前記圧縮処理を施す領域を設定するための中間データとのうちの少なくとも1つを修正するための修正データを入力する修正データ入力手段を設けることが好ましい。更に、前記表示手段が、圧縮処理を施す領域と圧縮処理の度合いと前記補正データを算出するための中間データと前記圧縮処理を施す領域を設定するための中間データとのうちの少なくとも1つと共に、処理済み画像を表示するようにすると良い。

【0009】また、オリジナル画像と処理済み画像とを並べて表示する2枚表示と、処理済み画像のみを表示する1枚表示とのいずれか一方を選択する表示形態選択手段と、この表示形態選択手段に従って画像を表示する表示手段と、前記表示形態選択手段による表示形態の選択に応じてダイナミックレンジの圧縮度合いを変更する圧縮度合い変更手段と、を含んで構成されるようにした。

【0010】ここで、前記圧縮度合い変更手段が、1枚表示のときに比べ2枚表示における圧縮度合いを大きくするようにすると良い。

【0011】

【作用】かかる構成によると、画像内で圧縮処理を施す領域と圧縮処理のための補正データとの少なくとも一方を設定する圧縮処理パラメータ設定手段を備え、かかる設定手段による設定結果に基づいてダイナミックレンジの圧縮処理を施す装置において、画像内で圧縮処理を施す領域と圧縮処理の度合いと前記補正データを算出するための中間データと前記圧縮処理を施す領域を設定するための中間データとのうちの少なくとも1つを表示させることで、圧縮処理の適正を前記表示されたデータに基づいて判断でき、また、圧縮処理の特性を認識した上で

4

処理済み画像を読影できる。

【0012】ここで、前記表示される圧縮処理に関わる各種パラメータを修正するための修正データを入力できるようにすることで、圧縮処理条件の自動設定の不適正を修正して所期の圧縮を行わせることが可能となる。更に、圧縮処理に関わるパラメータと共に、処理済み画像を表示させるようにすれば、処理特性を認識しつつ処理済み画像を読影でき、また、自動設定されたパラメータの適正を容易に判断でき、更に、修正データを入力させる場合には、修正データの適正も容易に判断できるようになる。

【0013】一方、処理済み画像を表示する形態として、処理済み画像のみの1枚表示と、オリジナル画像と処理済み画像とを並べて2枚表示する2枚表示とのいずれか一方を選択できるようにし、2枚表示時には、オリジナル画像と処理済み画像とを対比し、また、それぞれで読影が行えるようにする。ここで、1枚表示時には、大きな圧縮度合いを設定すると、オリジナル画像信号が担持している画像情報を失わせる恐れがあるが、2枚表示時には、オリジナル画像も表示されるから、大きな圧縮処理によってオリジナル画像の情報が失われても支障がなく、1枚表示時よりも大きな圧縮度合いの設定によってオリジナル画像では見難い部分の読影性を改善できる。

【0014】

【実施例】以下に本発明の実施例を説明する。一実施例を示す図1は、本発明にかかる放射線画像のダイナミックレンジ圧縮処理装置の構成例を示すものであり、医療用としての人体の胸部放射線撮影を行う例を示す。

【0015】ここで、放射線発生源1は、放射線制御装置2によって制御されて、被写体（人体胸部等）Mに向けて放射線（一般的にはX線）を照射する。記録読取装置3は、被写体Mを挟んで放射線源1と対向する面に変換パネル4を備え、該変換パネル4は放射線源1からの照射放射線量に対する被写体Mの放射線透過率分布に従ったエネルギーを輝尽層に蓄積し、そこに被写体Mの潜像を形成する。

【0016】前記変換パネル4は、支持体上に輝尽層を、輝尽性蛍光体の気相堆積、或いは輝尽性蛍光体塗料塗布によって設けてあり、該輝尽層は環境による悪影響及び損傷を遮断するために保護部材によって遮蔽若しくは被覆される。該輝尽性蛍光体材料としては、例えば、特開昭61-72091号公報、或いは、特開昭59-75200号公報に開示されるような材料が使われる。

【0017】光ビーム発生部（ガスレーザ、固体レーザ、半導体レーザ等）5は、出射強度が制御された光ビームを発生し、その光ビームは種々の光学系を経由して走査器6に到達し、そこで偏向を受け、更に、反射鏡7で光路を偏向させて、変換パネル4に輝尽励起走査光として導かれる。集光体8は、輝尽励起光が走査される変

(4)

5

換パネル4に近接して光ファイバである集光端が位置され、上記光ビームで走査された変換パネル4からの潜像エネルギーに比例した発光強度の輝尽発光を受光する。9は、集光体8から導入された光から輝尽発光波長領域の光のみを通過させるフィルタであり、該フィルタ9を通過した光は、フォトマル10に入射して、その入射光に対応した電流信号に光電変換される。

【0018】フォトマル10からの出力電流は、電流／電圧変換器11で電圧信号に変換され、増幅器12で増幅された後、A/D変換器13で画素毎のデジタルデータからなる放射線画像信号に変換される。そして、このデジタル放射線画像信号（オリジナル画像信号 Sorg）は、マイクロコンピュータを内蔵した画像処理装置14に順次出力される。

【0019】15は画像信号を記憶させておくための画像メモリ（磁気ディスク装置）である。また、16は画像処理装置14から直接又は前記画像メモリ15から読み出された放射線画像信号をプリンタ17（表示手段）に伝送するためのインターフェイスである。18は読取ゲイン調整回路であり、この読取ゲイン調整回路18により光ビーム発生部5の光ビーム強度調整、フォトマル用高圧電源19の電源電圧調整によるフォトマル10のゲイン調整、電流／電圧変換器11と増幅器12のゲイン調整、及びA/D変換器13の入力ダイナミックレンジの調整が行われ、放射線画像信号の読取ゲインが総合的に調整される。

【0020】更に、CRT装置20（表示手段）が設けられており、かかるCRT装置20には、放射線画像情報の他、各種の処理情報が前記画像処理装置14から送られて表示される。また、21は、キーボード、タッチパネル、マウス等のマン・マシン・インターフェイスであり、前記画像処理装置14における画像処理の特性を修正するための修正データを、前記マン・マシン・インターフェイス21（修正データ入力手段）を介して入力できるようになっている。

【0021】尚、前記画像処理装置14に出力させるオリジナル放射線画像信号 Sorg の取得方法を、輝尽性蛍光体を励起光で走査して発光せしめた輝尽発光を光電変換して得る方法に限定するものではなく、例えば放射線フィルムの画像を、光電変換によって読み取る方法や、被写体を透過した放射線を蛍光体に照射されて蛍光に変換し、該蛍光を光電変換して読み取る方法などであっても良い。

【0022】オリジナル放射線画像信号 Sorg は、検出された放射線の強度に比例する形でも良いし、検出された放射線の強度の対数に比例する形でも良いが、後者の方が好ましい。ここで、前記画像処理装置14には、記録読取装置3から入力されるオリジナル画像信号 Sorg のダイナミックレンジを圧縮して、オリジナル画像よりもダイナミックレンジの狭い画像を担持する処理済みの画像信号 Sproc を得るダイナミックレンジ圧縮処理機能が

6

備えられており、かかるダイナミックレンジ圧縮処理のための画像処理は、以下の式に従って行われる。

$$【0023】 Sproc = Sorg + f1 (Sus)$$

上式で、Susは、各画素点に対応して該各画素点を含む所定マスク領域内のオリジナル画像信号 Sorg を平均化することにより求められる非鮮鋭マスク信号である。但し、前記非鮮鋭マスク信号 Sus は、マスク領域内における平均化処理によって求める方法に限定されるものではなく、例えばメジアン値等に基づいて設定する構成であっても良い。

【0024】また、オリジナル画像信号 Sorg に加算される f1 (Sus) は、非鮮鋭マスク信号 Sus の関数として求められる補正值である。尚、ダイナミックレンジの圧縮方法を、上記の非鮮鋭マスク信号 Sus を用いる方法に限定するものではない。ここで、画像処理装置14は、オリジナル画像信号 Sorg の信号解析に基づいて被写体の輪郭を抽出し、例えば、胸部正面画像において、肺野領域、素抜け領域、肺野を除く被写体領域に領域を分け、それぞれの領域に対して異なる関数形の補正值 f1 (Sus) を適用する。

【0025】即ち、本実施例において、前記画像処理装置14が圧縮処理パラメータ設定手段としての機能を有し、前記肺野領域、素抜け領域、肺野を除く被写体領域が圧縮処理を施す領域であり、また、前記補正值 f1 (Sus) の関数形が圧縮処理のための補正データに相当する。そして、前記画像処理装置14は、上記のようにして設定された処理領域及び補正值 f1 (Sus) の関数形の情報を前記CRT装置20に出力し、例えば図2に示すようにして表示させる。即ち、本実施例においては、前記画像処理装置14とCRT装置20（又はプリンタ17）とによって表示手段が構成される。

【0026】図2において、CRT装置20の画面が左右に2分され、画面の右側領域には、オリジナル画像、処理済み画像、又は、これらの縮小画像に重ね合わせて、区分された領域（圧縮処理を施す領域）が塗り分けて表示され、また、左側の領域には、圧縮度合いを示す補正值 f1 (Sus) の関数形が前記塗り分けに対応してグラフとして表示されるようになっている。

【0027】即ち、図2に示す場合には、肺野領域、素抜け領域、肺野を除く被写体領域に区分された状態が画面の右側に表示され、かかる表示に基づいて圧縮処理の領域分けを目視・確認できると共に、画面左側には、各領域に対して如何なる関数形の補正值 f1 (Sus) が適用されたかが表示されるから、各領域に対する補正特性を把握することができる。

【0028】上記のようにして、ダイナミックレンジ圧縮の処理特性を表示させれば、如何なる特性の補正処理が設定されたかを認識できる。また、図2に示す表示例では、適用される関数形が異なる領域を識別できるように表示させたが、全画像領域に同一の関数形を適用する

(5)

8

場合であっても良く、この場合、補正值  $f_1$  (Sus) として正の値が用いられる領域、負の値が用いられる領域、補正值が零である領域を識別できるように、塗り分け又は境界表示によって示すようにすると良い。

【0029】また、図2では、各画素に対する補正值を関数形として示したが、各画素に対応する補正值を2次元多階調画像として示したり、或いは、各画素に対する補正レベルを図3に示すように等高線として示し、補正值  $f_1$  (Sus) による補正データを概念的に(圧縮度合いとして)表示するようにしても良い(図3参照)。更に、図4に示すように、連続的或いはステップ的に信号値(濃度)が変化するストライプ状の2つの画像を表示させ、これによって処理前後の変化(圧縮度合い)を概念的に示すようにしても良いし、かかるストライプ画像のプロファイル情報を図5示すように表示させる構成としても良い。

【0030】即ち、圧縮度合いは、補正值を数値として、又は、関数形として、定量的に表示させても良いし、前述のように、階調画像等によってどの程度の圧縮が行われるかを概念的に表示させるようにしても良い。上記では、最終的に設定された画像の領域区分、及び、補正関数(補正データ)を何らかの形で表示させるようにしたが、前記領域区分を設定するに当たって用いた信号値或いは補正值  $f_1$  (Sus) を算出するために用いた係数や基準値などの中間データを表示させる構成としても良い。

【0031】前記中間データとしては、オリジナル画像信号 Sorg や非鮮鋭マスク信号 Sus などの信号解析に基づき抽出した関心領域、該関心領域におけるヒストグラム情報(ヒストグラム又は累積ヒストグラム)、領域を設定するために用いた画像信号解析に基づく特徴量、前記ヒストグラム情報の解析によって求めた関心領域における最大値  $S_{max}$ 、最小値  $S_{min}$ 、平均値、中央値、また、前記解析結果に応じて設定された非鮮鋭マスク信号 Sus の基準値  $Sus_1$  (補正領域の境界値又は補正特性の切り換え点)や補正関数の係数  $\beta$  などが上げられる。

【0032】前記中間データの表示は、補正関数との組み合わせや、複数の中間データの組み合わせとすることが好ましい。図6は、関心領域における信号のヒストグラムと、該ヒストグラムの解析によって求められた基準値  $Sus_1$  とを組み合わせ表示させた例を示すが、更に、図7に示すように、設定された基準値  $Sus_1$  の非鮮鋭マスク画像に対する等信号線をオリジナル画像に重ねて表示することがより好ましい。尚、図7において、基準値  $Sus_1$  の等信号線(点線で示される)の下側で被写体の輪郭で囲まれる領域が低濃度側圧縮における補正対 \*

\*象領域を示すことになる。

【0033】ところで、前記画像処理装置14における処理領域の識別・設定や補正特性の決定が、必ずしも最適に行われるとは限らない。そこで、画像処理装置14により自動設定された圧縮処理特性を上記のようにして表示させた上で、かかる設定が不適切であると判断した場合には、オペレータが前記設定を修正できるようにすることが好ましく、本実施例では、前記マン・マシン・インターフェイス21を介してオペレータが修正データを入力でき、画像処理装置14では、前記修正データに基づいて処理特性を修正するようになっている。

【0034】尚、上記のように自動設定されたパラメータを修正させる場合には、CRT装置20に画像や修正データを表示させることが好ましく、CRT装置20の表示を目視しながら逐次修正データを入力させると共に、かかる修正結果を直ちにCRT装置20に表示させ、修正作業が終了した段階で最終的な処理済み画像をプリンタ17に出力させるようにすると良い。

【0035】例えば被写体の輪郭抽出によって画像領域を自動的に分け、各領域毎に異なる特性の圧縮処理を行わせる場合であって、前記画像領域の分け方を修正したい場合について説明する。まず、画像処理装置14における画像解析に基づいて認識された輪郭を、図8に示すように、オリジナル画像に重ねて例えば点線で表示させ、かかる領域区分によってダイナミックレンジ圧縮処理を行って良いか否かをオペレータに判断させるようにする。

【0036】ここで、前記自動認識の結果に従って圧縮処理を行っても良い場合には、修正データの入力はないが、前記自動認識の結果を修正したい場合には、前記マン・マシン・インターフェイス21を介して領域指定の修正データを入力する。具体的には、キーボードによる座標を数値入力、CRT装置20の画面上に設けた透明のタッチパネルのタッチ操作、又は、マウスによる画面上位置の指定によって、新たに輪郭(領域境界)としたい部分を複数点指定し、これらを順次結んで囲まれる領域を修正領域として認識させる。

【0037】また、圧縮度合い(補正值)を指定領域について修正する構成とすることもできる。図9は、各画素に対する補正值(修正前)を2次元多階調画像として表した状態を示す図であり、ここで、補正関数  $f_1$  (Sus) が以下のように設定され、低濃度(信号値の低い側)を圧縮するものとする。

【0038】

【数1】

$$f_1(Sus) = \begin{cases} \beta(Sus_1 - Sus) & (Sus \leq Sus_1) \\ 0 & (Sus > Sus_1) \end{cases}$$

【0039】上式で、肺野領域では、前記補正関数に基づき補正が行われないうに、前記基準値  $Sus_1$  を設定

(6)

9

してあったとしても、肺野領域にペースメーカ等の信号値の極端に低い領域があったとすると、前記ペースメーカの部分では補正が行われる設定が行われてしまい、肺野の部分とペースメーカとの部分との間の保存したい信号差が縮小補正されてしまう。

【0040】ここで、前述のような望まない補正值の設定があると、図9に示すような表示によってそのことを確認できるので、前記ペースメーカ部分に対応して自動設定された補正值の修正を例えば以下のようにして行わせる。まず、図9に示すように、補正值を修正したい領域を、前述の領域修正のときと同様に、マウス又はタッチパネルによる位置指定、キーボードによる座標入力などによって指示する。ここで、細かく位置を指定するのは煩雑であるので、例えば指定された2点を対角とする長方形領域（図9中点線で示される長方形領域）として領域が指示されるようにすると良い。

【0041】次いで、前記指定した領域における補正值をキーボード操作等によって一定値（例えば0）とする修正を行い、自動設定によって望ましくない形で設定された補正值を領域別に修正させる。尚、前記領域指定においては、2点指定によって長方形の領域を指示できるようにしたが、例えば円の中心と、円周上の1点との2点指示によって円形領域を指定できるようにしても良い。

【0042】次に中間データを修正する構成例について説明する。まず、画像処理装置14において、肺野領域を含む長方形の関心領域を自動認識し、かかる関心領域内の信号値のヒストグラム解析によって、前記関心領域内における信号の最大値  $S_{max}$ 、最小値  $S_{min}$  を求める。そして、前記最大値  $S_{max}$ 、最小値  $S_{min}$  に基づいて以下の式に従って補正関数の基準値  $S_{us1}$  を設定する。

【0043】 $S_{us1} = k \cdot S_{max} + (1 - k) \cdot S_{min}$   
尚、上記  $k$  は定数であり、例えば0.6程度とする。そして、前記基準値  $S_{us1}$  に応じて前記数1に示すような関数形によって補正值  $f1(S_{us})$  を設定するものとする。かかる自動設定の結果を、図10に示すように、オリジナル画像に重ねて自動認識された関心領域及び前記基準値  $S_{us1}$  の等信号線（図10中点線示）を表示させ、また、中間データとして、前記ヒストグラムを表示すると共に、該ヒストグラム中に最大値  $S_{max}$ 、最小値  $S_{min}$ 、基準値  $S_{us1}$  を同時に表示させる。

【0044】ここで、前記関心領域の自動認識が不適切で、関心領域内に実際には素抜け部が入ってしまい、素抜け部を関心領域内の最大値  $S_{max}$  として誤認識し、これによって、基準値  $S_{us1}$  が適正值よりも大きく設定されたものと仮定する。かかる関心領域の誤認識により、素抜け部を関心領域に含めてしまったことは、図10に示すようなヒストグラム上で素抜けの信号範囲と予測される信号レベルに最大値  $S_{max}$  が設定されていることによって判断できる。

10

【0045】そこで、前記ヒストグラムから真の関心領域における最大値  $S_{max}'$  と見做される修正データを入力し、改めて基準値  $S_{us1}$  を演算させる。前記真の最大値  $S_{max}'$  の入力、ヒストグラム上の信号軸の1点を指定する構成が最も簡便であるが、数値データの入力であっても良い。また、最大値  $S_{max}'$  を修正する代わりに、直接基準値  $S_{us1}$  を修正させる構成であって良く、更には、関心領域を素抜け領域を含まない所期領域に修正するための修正データを入力させ、ヒストグラムの解析からやり直させるようにしても良い。

【0046】いずれの場合も、入力された修正データや修正領域を即座に表示することが好ましく、修正された基準値  $S_{us1}'$  に対応する等信号線（図10の肺野領域部分の点線）も新たに表示すれば、修正した結果正しい補正領域が得られたか否かを確認でき、より好ましい。上記のように、画像処理装置14における圧縮処理情報を一旦表示させ、かかる表示に基づいて圧縮処理が不適切に設定されているとオペレータが判断した場合に、自動設定された各種のパラメータを修正できるようにすれば、自動設定では対応できない補正要求に対応したより適切なダイナミックレンジ圧縮処理を行わせることができ、最終的にオペレータが適正と判断した処理済み画像のみをプリンタ17でプリントさせることができる。

【0047】ところで、処理済み画像をプリンタ17でプリントさせる際には、処理済み画像のみであっても良いが、種々の圧縮処理情報を付帯させれば、プリント画像に基づき診断を行うときに如何なる補正が行われたかを知ることができるので、診断性を向上させる上でより好ましい。図11は、プリント画像上で、処理済み画像に圧縮処理領域を重ねて示すものであり、図11に示す例では、前記数1の補正関数で補正領域の境界を示すことになる基準値  $S_{us1}$  の等信号線を点線で示し、該点線の下側の腹部領域が、低濃度部圧縮における圧縮対象領域となったことを示す。

【0048】また、図12に示す例では、処理済み画像に並べてヒストグラムの線図を並べてプリントさせたものであり、ここでも、補正領域の境界を示すことになる前記基準値  $S_{us1}$  をヒストグラム上に示すことが好ましい。更に、図13に示す例では、処理済み画像がプリントされた画面の隅に、各画素に対応する補正值を2次元多階調画像として示す表示を設けたものであり、これによって各画素に対してどの程度の補正がなされたかを概略知ることができる。

【0049】尚、処理済み画像と組み合わせでプリントさせる圧縮処理情報を上記のものに限定するものではなく、また、前記2次元多階調画像を処理済み画像と並べて大きく表示させるなど種々の表示方法が想定できる。更に、修正機能の有無を問うものではなく、画像処理装置14の不適切な処理パラメータの自動設定によって、好ましくない圧縮が施された処理済み画像と、不適切なバ

(7)

11

ラメータとを共にプリントさせる構成であっても良く、この場合は、どの部分で誤りがあったかを容易に識別できることになる。

【0050】また、対応関係が付くように、処理済み画像と圧縮処理の情報とを個別に出力する構成であっても良く、例えば画像をハードコピーする場合、前記圧縮処理の情報出力は、画像と同様なハードコピーであっても良いし、識別番号などによってメモリに格納させておいたデータを読み出してCRTに表示させる構成であっても良い。

【0051】上記実施例では、ダイナミックレンジの圧縮処理が施された処理済み画像と圧縮処理情報とを組み合わせさせてプリントさせる構成を示したが、図14に示すように圧縮処理が施されていないオリジナル画像と処理済み画像とを並べて表示させる構成としても良い。また、上記のように処理前後の2つの画像を並べて表示させるときに、前記図11～図13に示したように、各種の処理情報を処理済み画像側に付帯させてプリントさせるようにすると良い。

【0052】尚、前記オリジナル画像は、ダイナミックレンジの圧縮処理が施されていない処理前画像を示し、前記図1の記録読取装置3で読み取られてから圧縮処理以外の例えば周波数強調や階調処理が施されているものであっても良い。また、前記図14に示すように処理済み画像とオリジナル画像とを並べて2枚表示（プリンタ17によるハードコピーとCRT装置20によるソフトコピーを含む）させるモードと、処理済み画像のみを表示させるモードとのいずれかを選択できる構成とすることができる。

【0053】ここで、1枚表示モードの場合には、極端な圧縮を行うと、本来オリジナル画像がもっていた情報を失ったり、病変でないものが病変のように見えたり、或いは、情報は正しいが目の錯覚によって誤診を招く恐れがあるので、圧縮度合いはあまり大きくしない方が好ましい。一方、2枚表示では、オリジナル画像と並べて処理済み画像を表示するので、たとえオリジナル画像で良く見えていた部分が圧縮処理によって見え難くなくても、オリジナル画像で見え難かった部分をより見えるようにすれば良いので、比較的大きな圧縮度合いの設定が許容される。

【0054】従って、前記2枚表示モードと1枚表示モードとの選択は、オペレータがマン・マシン・インターフェイス21を介して任意に行う構成としても良いが、例えば被写体のダイナミックレンジが所定よりも広く、大幅な圧縮が望まれる場合には、2枚表示が自動的に選択されるようにしても良い。オペレータがマン・マシン・インターフェイス21を介して任意に表示モードを選択する場合には、前記マン・マシン・インターフェイス21が表示形態選択手段に相当し、自動設定させる場合には、画像処理装置14が表示形態選択手段に相当することにな

12

る。

【0055】かかる表示モードの自動選択を行う場合の実施例を以下に説明する。ここで、胸部正面画像の低濃度部を圧縮するものとする。そして、前記画像処理装置14では、オリジナル画像に対して肺野を含む関心領域を自動設定し、かかる領域内の信号のヒストグラム解析を行って、関心領域内における信号の最大値 $S_{\max}$ と最小値 $S_{\min}$ を求める。

【0056】補正関数 $f_1(S_{\text{Sus}})$ としては、前記数1に示したものをを用いるものとし、補正領域を決定する非鮮鋭マスク信号 $S_{\text{Sus}}$ の基準値 $S_{\text{Sus}1}$ は、 $S_{\text{Sus}1} = k \cdot S_{\max} + (1 - k) \cdot S_{\min}$ として決定されるものとする。そして、1枚表示と2枚表示とのいずれを選択するかは判断は、 $S_{\max} - S_{\min} = \Delta S$ として求められる被写体のダイナミックレンジ $\Delta S$ と所定値を比較し、被写体のダイナミックレンジ $\Delta S$ が所定値よりも大きい場合には、大幅な圧縮を行わせるべく2枚表示を選択させ、ダイナミックレンジ $\Delta S$ が所定値よりも小さい場合には、極端な圧縮が不必要であり処理画像のみの1枚表示でも必要十分な診断性が得られるものと推定して1枚表示を選択させる。

【0057】かかる表示モードの選択に応じた圧縮度合いの設定は、前記補正関数 $f_1(S_{\text{Sus}})$ における係数 $\beta$ と前記基準値 $S_{\text{Sus}1}$ の演算に用いる係数 $k$ との少なくとも一方を表示モードの選択結果に応じて変化させることによって行われる。具体的には、1枚表示モード用の係数 $\beta_1$ 、 $k_1$ と、2枚表示モード用の、係数 $\beta_2$ 、 $k_2$ とを予め設定しておき、選択結果に応じていずれの係数を用いるかを決定する。

【0058】前記係数の値としては、例えば $\beta_1 = 0.6$ 、 $k_1 = 0.5$ 、 $\beta_2 = 0.8$ 、 $k_2 = 0.6$ とし、2枚表示モード時には係数 $\beta$ を大きくして補正值をより大きく設定し、また、係数 $k$ を大きくして補正領域を広げるようにする。従って、本実施例においては画像処理装置14が圧縮度合い変更手段に相当することになる。

【0059】前記実施例において、非鮮鋭マスクのマスクサイズ或いは周波数特性は画像の診断性を左右する重要なパラメータである。ダイナミックレンジ圧縮処理では、被写体の大まかな構造の変化（肺野部、縦隔部などの滑らかな信号差）に対応する超低周波数成分のみを非鮮鋭マスク信号 $S_{\text{Sus}}$ として抽出し、 $S_{\text{Sus}}$ に基づいて補正值 $f_1(S_{\text{Sus}})$ を設定することによって、細かい構造物の変化（骨、血管など）を維持しつつ、全体の濃度範囲を圧縮することができるのである。

【0060】マスクサイズが小さいと、非鮮鋭マスク信号 $S_{\text{Sus}}$ が被写体の大まかな変化に対応する超低周波数成分だけでなく、細かい構造物の変化に相当する周波数成分をも含んでしまい、非鮮鋭マスク信号 $S_{\text{Sus}}$ に基づく補正值を加算することによって細かい構造物の変化が打ち消されて骨や血管などのコントラストが低下してしま



13

う。

【0061】一方、マスクサイズが大きいと信号値の変化が急激な部分での非鮮鋭画像のエッジ切れが悪くなり、圧縮を行いたい領域と行いたくない領域との境界付近で望まない圧縮が施されてしまう。また、マスクサイズを更に大きくし過ぎると、被写体の大まかな変化に相当する周波数成分までも失ってしまう（極端な場合全く平坦な画像になってしまう）ので、非鮮鋭マスク信号 $S_{us}$ に基づく補正値を加算してもダイナミックレンジ圧縮効果が得られなくなる。

【0062】以上のような観点で発明者が検討した結果、マスクサイズの大きさは等身大画像上の長さで10mmから60mmが好ましく、より好ましくは15mmから30mmであり、最も好ましくは20mmから30mmであることを見出した。マスクサイズが10mmよりも小さいと、細かい構造物の変化に対応する周波数成分が急激に増加するので、このようなマスクサイズで求めた非鮮鋭マスク信号 $S_{us}$ に基づいて補正値を設定すると、著しく診断性能が低下してしまう。また、特に、胸部画像や腹部画像においては、マスクサイズを15mm以上にすれば、 $S_{us}$ は大動脈などの太い血管に対応する周波数成分を持たなくなり、マスクサイズを20mm以上にすれば $S_{us}$ は肋骨などに対応する比較的低周波数であるが、コントラストを下げたくない周波数成分を含まなくなるので、診断性能の高い画像が得られる。

【0063】ここでマスクサイズは、矩形ならば短辺の長さ、正方形ならば一辺の長さ、円ならば直径、楕円ならば長径と短径の平均値を指す。また、マスクサイズのかわりに非鮮鋭マスクのもつ周波数特性で記述すると、非鮮鋭マスクの変調伝達関数が0.01サイクル/mmのとき0.5以上かつ0.06サイクル/mmのとき0.5以下であることが好ましく、より好ましくは0.02サイクル/mmのとき0.5以上かつ0.04サイクル/mmのとき0.5以下、更に好ましくは0.02サイクル/mmのとき0.5以上かつ0.03サイクル/mmのとき0.5以下である。

【0064】更に本発明において、非鮮鋭マスク信号 $S_{us}$ の関数である補正値 $f_1(S_{us})$ の絶対値の最大値は被写体の関心領域のダイナミックレンジの $1/8$ から $1/2$ であることが好ましい。例えば、被写体の関心領域のダイナミックレンジが2桁であるとき、圧縮補正量の絶対値の最大値は $1/4$ 桁から1桁であることが好ましい。

【0065】また、補正値 $f_1(S_{us})$ が、 $\beta(S_{us} - S_{us})$ の様に非鮮鋭マスク信号 $S_{us}$ の一次関数で表されるとき、その傾きであって圧縮度合いを決める $\beta$ の好ましい範囲は0.2～1.0であり、より好ましくは0.4～0.8である。補正量が小さすぎるとダイナミックレンジ圧縮効果が現れず、一方、補正量が大きすぎるとオリジナル画像における領域毎の濃度の大小関係が逆転して（例えば肺野の平均濃度よりも縦隔部の平均濃度の方が

(8)

14

高くなって）しまい、診断に耐えない画像になってしまう。例えば、上記一次関数の傾き $\beta$ を1より大きくした場合このような問題が起こる。

【0066】

【発明の効果】以上説明したように本発明によると、ダイナミックレンジの圧縮処理において、設定された圧縮処理領域や圧縮度合いや各種中間データを表示させるようにしたので、如何なる設定がなされたかを認識でき、読影に反映させることができる一方、前記設定に不適切がある場合には、修正データの入力によって任意に修正させることができ、自動設定では対応できない補正要求に則した圧縮処理を行わせることができるという効果がある。

【0067】また、オリジナル画像と処理済み画像とを並べて表示する2枚表示と、処理済み画像のみの1枚表示とのいずれかを選択できるようにし、然も、2枚表示が選択されたときにより大きな圧縮を施すようにしたので、読影性を悪化させることなく大きな圧縮度合いの設定が可能になるという効果がある。

20 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明が適用される放射線画像読取処理装置を示すブロック図。

【図2】領域区分と各領域に対応する関数形との表示状態を示す図。

【図3】画素毎の補正値を等高線で示した図。

【図4】圧縮度合いをステップ的な濃度変化で示す場合の図。

【図5】圧縮度合いをステップ的な濃度変化で示す場合の図。

30 【図6】補正の中間データとしてのヒストグラムの表示を示す図。

【図7】マスク信号の基準値の等信号線による補正領域表示を示す図。

【図8】補正領域の修正の様子を示す図。

【図9】補正値の修正のための特定領域の指定の様子を示す図。

【図10】関心領域及びヒストグラム解析結果との表示状態を示す図。

40 【図11】処理済み画像に補正領域を重ねてプリントする例を示す図。

【図12】処理済み画像とヒストグラムを並べてプリントする例を示す図。

【図13】処理済み画像の隅部に2次元多階調画像として示される補正値をプリントさせる例を示す図。

【図14】2枚表示モードにおける表示状態を示す図。

【符号の説明】

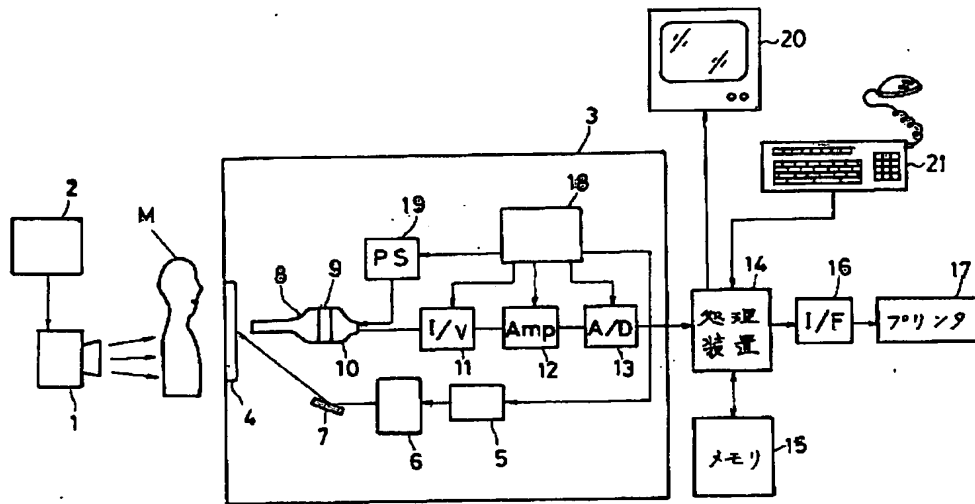
- 1 放射線発生源
- 3 記録読取装置
- 14 画像処理装置
- 50 15 画像メモリ

(9)

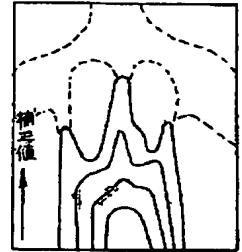
15  
16 インタフェイス  
17 プリンタ

20 CRT装置  
21 マン・マシン・インターフェイス

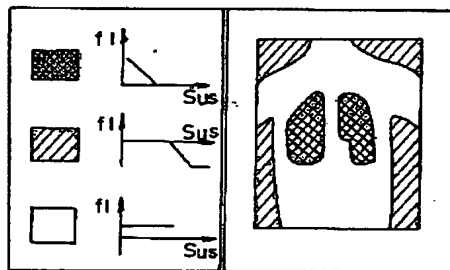
【図1】



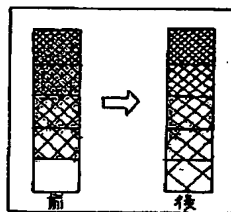
【図3】



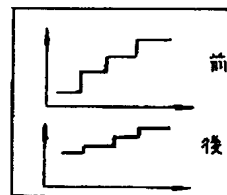
【図2】



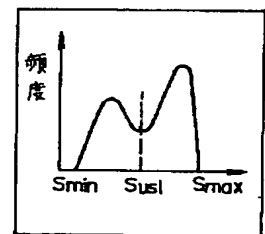
【図4】



【図5】



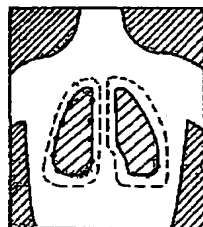
【図6】



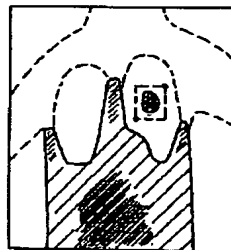
【図7】



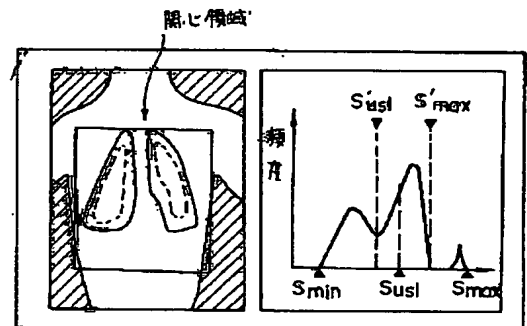
【図8】



【図9】

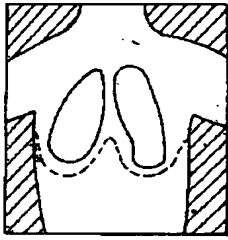


【図10】

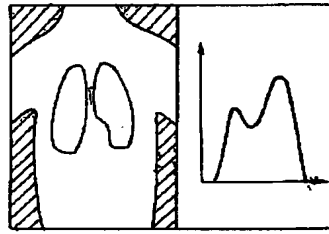


(10)

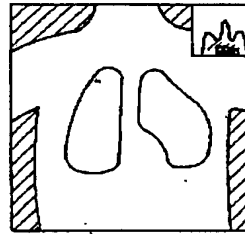
【図11】



【図12】



【図13】



【図14】

